

SPACE MRI for spine and spinal cord imaging

PEI Xin-long, PENG Yu-dong, YUAN Hui-shu*

(Department of Radiology, Peking University Third Hospital, Beijing 100191, China)

[Abstract] **Objective** To observe the clinical value of single-slab, 3-dimensional, T2-weighted Turbo-Spin-Echo sequence (SPACE) for spine imaging. **Methods** Twenty-five scoliosis patients underwent 3D SPACE scan, while 28 scoliosis patients underwent conventional 2D T2 TSE scan in axial and sagittal plane, and 5 patients with vascular malformation of spinal cord were examined by both methods simultaneously. Signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR) and images quality were compared between 3D SPACE and T2 TSE reconstruction images. **Results** In axial images, SNR and CNR of SPACE were statistically higher than those of T2 TSE ($P < 0.01$), while SNR and CNR of sagittal images were similar ($P > 0.05$). **Conclusion** Three-dimensional SPACE magnetic resonance imaging can improve the ability of MRI diagnosis of spine.

[Key words] Scoliosis; Vascular malformation; Magnetic resonance imaging

SPACE 序列 MRI 的脊柱和脊髓成像

裴新龙, 彭玉东, 袁慧书*

(北京大学第三医院放射科, 北京 100191)

[摘要] **目的** 观察 SPACE 序列 MRI 在脊柱和脊髓成像中的应用价值。**方法** 对 25 例脊柱侧弯患者行 3D SPACE 序列扫描, 并利用 3D 后处理软件对其原始图像进行矢状位、冠状位和横轴位重建; 对 28 例脊柱侧弯患者行常规 2D T2 TSE 矢状位和横轴位扫描; 对 5 例血管畸形患者同时行上述两种检查。分别比较矢状位和横轴位两种序列的信噪比 (SNR)、对比噪声比 (CNR) 及图像质量。**结果** SPACE 序列横轴位图像的 SNR 和 CNR 优于常规 T2 TSE 序列 ($P < 0.01$), 矢状位图像的 SNR 和 CNR 差异无统计学意义 ($P > 0.05$), 图像质量能够满足临床诊断的需要。**结论** 利用 3D 重建软件对 SPACE 序列进行各个方向和层面的重建, 可简化图像采集过程, 为临床诊断提供更多信息。

[关键词] 脊柱侧弯; 血管畸形; 磁共振成像

[中图分类号] R445.2; R682 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2009)03-0475-04

磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 不仅能够提供良好的软组织对比, 而且能够进行大范围扫描^[1]。T1 加权 GRE 3D 已成功应用于高分辨血管成像^[2-4], 但传统的 GRE 成像不能提供很好的 T2 权重对比^[5]。联合使用 SPACE 应用于脑部的成像能够提供高的分辨率和 T2 加权对比, 在 10 min 之内即可完成采集, 但 SPACE 序列应用于脑外组织仍存在问题^[6]。本研究探讨 SPACE 序列在脊柱和脊髓成像中的应用价值。

1 资料与方法

1.1 一般资料 收集自 2006 年 6 月以来在我院接受脊柱 MR 检查的患者 58 例, 其中脊柱侧弯畸形: 53 例, 脊髓内血管

畸形 5 例。30 例患者 (I 组) 接受 3D SPACE 序列扫描; 25 例侧弯畸形, 5 例血管畸形; 男 16 例, 女 14 例; 7 ~ 76 岁, 平均 (25.5 ± 20.2) 岁。33 例 (II 组) 进行常规 2D T2 TSE 序列扫描; 28 例侧弯患者, 5 例血管畸形; 男 10 例, 女 15 例; 9 ~ 76 岁, 平均 (36.8 ± 20.8) 岁。

1.2 MR 检查方法 使用 Siemens Magnetom Trio Tim 3.0T 全身磁共振扫描仪, 最大梯度场强 45 mT/m, 最大切换率 200 T/(m·s), 相控阵线圈。

SPACE 参数: TR 1750 ms, TE 144 ms, 采集 2 次, phase oversampling 100%, slice oversampling 15.4%, slice per slab 104, FOV 500 mm × 500 mm, 层厚 1.00 mm, 翻转角 100°, 矩阵 384 × 369 × 326, 带宽 449 Hz/Px, 回波间隔 4.38 ms, 并行采集方式为 GRAPPA, 并行采集因子 3, 体素大小: 1.0 mm × 1.0 mm × 1.0 mm, 采集时间 13 min 30 s, 冠状位或矢状位扫描。

常规 2D T2 TSE 参数: TR 3500 ms, TE 112 ms, 采集 2 次, phase oversampling 100%, FOV 500 mm × 500 mm, 层厚 3.0 mm, 翻转角 160°, 矩阵 512 × 358, 带宽 257 Hz/Px, 并行采集

[作者简介] 裴新龙 (1979 -), 男, 山西平遥人, 博士, 主治医师。研究方向: 磁共振诊断与新技术。E-mail: mrpxl@126.com

[通讯作者] 袁慧书, 北京大学第三医院放射科, 100191。

E-mail: huishuy@sina.com

[收稿日期] 2008-10-28 **[修回日期]** 2008-11-25

方式为 GRAPPA, 并行采集因子 2, 体素大小为 1.4 mm × 1.0 mm × 3.0 mm, 采集时间 2 min 57 s。层数常规为 15 层, 根据需要增加层数, 回波间隔 10.1 ms, 矢状位和轴位扫描。

1.3 图像分析方法 将 SPACE 序列所得到的图像利用 Simens 3D 软件(Syngo MR B15)进行轴位、曲面冠状位和曲面矢状位重建, 并根据需要沿间盘层面重建或使用其他角度重建。

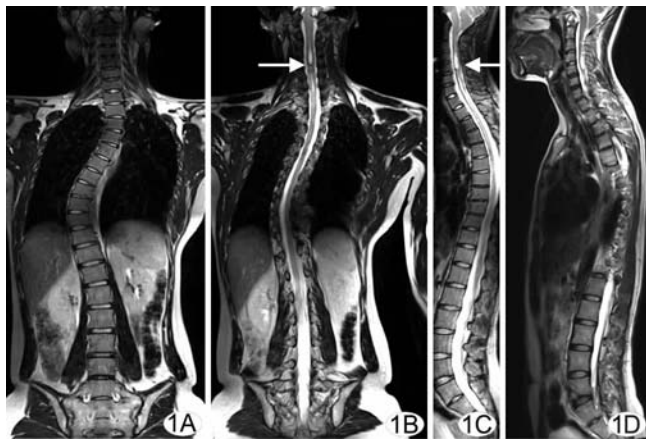


图1 脊柱侧弯畸形患者 A. 曲面冠状位重建显示脊柱向右侧凸成角; B. C4-5 水平节段性中央管扩张(白箭); C. 曲面重建矢状位显示整个脊柱、脊髓全长及节段性中央管扩张(白箭); D. 常规 T2 矢状位扫描难以在同一层面显示整个脊柱和脊髓形态

由 2 位放射科医师评价 SPACE 序列图像质量, 参考 Mathias 分级法^[5]进行分级: 1 级: 较差, 图像有明显伪影, 不能提供诊断信息; 2 级: 一般, 各部位结构显示清楚, 脊髓及神经根边缘欠锐利; 3 级: 较好, 各部位结构显示清晰, 脊髓及神经根边缘锐利, 显示较好。同时根据图像所提供的诊断信息是否充分对两组图像进行分级: 1 级: 信息不充分, 对病变形态、位置、范围等不能做出全面评价; 2 级: 信息充分, 可较全面评价病变形态、位置、范围等。

比较由 SPACE 序列重建得到的横轴位、矢状位图像与常规 T2 TSE 序列得图像质量, 在 T6 水平测量脑脊液、脊髓以及组织外背景噪声的信号强度和标准差, 利用公式 1、2 计算 SPACE 序列和常规 T2 TSE 序列的信噪比 (signal-noise rate, SNR) 和对比噪声比 (contrast-to-noise ratio, CNR), 并比较两序列的差别。

$$SNR = (S_{csf} - S_b) / N \tag{1}$$

$$CNR = |S_{csf} - S| / N \tag{2}$$

其中, S_{csf} : 测量组织感兴趣区内脑脊液的平均信号强度; S_b : 背景区域信号强度; S : 感兴趣区内脊髓的信号强度; N : 图像外背景噪声的标准差 (s)。

1.4 统计学方法 使用 SPSS 12.0 统计软件, 对两组所提供诊断信息的充分程度比较使用 χ^2 检验, 两组 SNR 和 CNR 的比较使用独立样本 t 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

I、II 组患者脊柱和脊髓病变情况见表 1。26 例图像质

量为 3 级, 3 例为 2 级, 1 例为 1 级。I 组扫描范围均包括全部椎体; II 组中有 24 例在矢状位扫描时增加了扫描层数, 21 例椎体部分边缘未包全。I 组和 II 组图像所提供的诊断信息见表 2, 两种序列提供的信息量差别有显著统计学意义, SPACE 序列优于常规序列 (图 1、2)。

表 1 SPACE 序列和常规扫描患者病变情况 (例)

病变类型	SPACE 序列 (I 组)	常规 TSE 序列 (II 组)
脊柱侧弯	25	28
脊髓空洞	7	5
脊髓栓系	3	1
椎管内占位	2	-
脊髓纵裂	4	1
椎体或附件分隔不全	4	4
半椎体	2	2
脊柱裂	2	-
脊柱退行性变	3	6
Chiari 畸形	1	-
血管畸形	5	5

表 2 SPACE 序列图像和常规扫描图像所提供诊断信息的充分程度比较

序列	1 级 (例)	2 级 (例)	合计 (例)	充分程度 (%)
SPACE 序列	1	29	30	96.67
常规序列	30	3	33	9.09
合计	31	32	63	50.79

注: $\chi^2 = 48.221, P < 0.01$

对 5 例血管畸形, SPACE 序列原始薄层图像对流空血管形态的显示明显优于常规扫描 (图 3)。在横轴位上, SPACE 序列 SNR 和 CNR 高于常规 T2 TSE 序列, 差异有显著统计学意义; 在矢状位上, 两种序列差异无统计学意义 (表 3)。

表 3 T2 TSE、SPACE 序列 SNR、CNR 的比较 (例)

比较项目	SPACE 序列	T2 TSE 序列	t	P
横轴位 SNR	679.32 ± 113.20	195.27 ± 21.63	4.67	< 0.01
横轴位 CNR	488.82 ± 87.57	136.37 ± 16.58	4.39	< 0.01
矢状位 SNR	600.88 ± 64.46	530.16 ± 59.15	0.81	> 0.05
矢状位 CNR	359.17 ± 45.62	385.30 ± 46.02	-0.40	> 0.05

3 讨论

使用 SPACE 序列的 MR 检查, 可能面临以下问题: ① 体部组织弛豫时间范围较大, 降低了 SPACE 序列提供 T2 加权对比的能力以及显示病变组织的能力。② 需大范围扫描以显示结构和避免卷褶伪影。③ 大范围采集时使用表面相控阵线圈与小容积线圈相比, SNR 降低, 增加线圈敏感性的不均匀。④ 联合应用并行采集, 导致 SNR 和信号不均匀进一步降低。

⑤运动和搏动及其他检查前准备对成像产生一定影响。

3.1 SPACE 序列的基本原理 SPACE 是 TSE 序列的变异,它使用了非常大的 turbo 因子 (> 100)。传统 TSE 序列重聚回波的翻转角恒定 (例如 180°),而 SPACE 序列的重聚回波链的翻转角是变化的 (< 180°)^[7]。

Hennig 等^[8]提出使用恒定小翻转角重聚脉冲,引入了信号的 T1 依赖性,改变了图像的对比。信号中 T1 权重的贡献可延长回波链持续时间,加速信号采集。1997 年 Alsop 提出采用可变翻转角在回波链中形成“假稳态”的信号变化^[9]。另外 Mugler's 认识到弛豫对可变翻转角回波链的决定作用,得到了理想的信号演变^[10]。为了在大部分信号采集中得到高且几乎恒定的信号,需要计算翻转角的演变。图 4 显示了指数-平台-指数的信号形式已应用于目前的产品中。

实际计算的翻转角依赖于感兴趣区组织的弛豫时间。使用这种翻转角变化可得到几乎恒定的信号水平,从而通过更高的回波因子加速图像采集。由于信号中积累的回波贡献,使用更长的有效回波时间 (TE_{eff}) 可得到类似传统 T2 加权 TSE 序列的信号对比。

3.2 SPACE 序列的诊断价值

3.2.1 本研究利用 SPACE 序列对原始图像进行三维重建,显示其 SNR 和 CNR 均类似于或优于常规 T2 TSE 序列图像,能满足临床诊断需要。通过三维重建软件可进行任意角度和方向的重建,不需要采集各个方向的图像,从而简化了图像采集过程。同时可以按照病变需要对病变部位进行多角度分析,更好地显示病变。三维曲面重建极大得方便了椎体形态及其相对位置和脊髓形态的显示,达到在同一层面内显示全脊柱椎体和脊髓的效果 (图 5)。

3.2.2 脊柱畸形合并其他疾病时,SPACE 序列及其重建图像可对不同部位的病变进行分析,对病变定位、确定病变范围提供更多的诊断信息。例如诊断脊柱畸形合并退行性骨关节病



图 2 脊柱侧弯畸形 A. 冠状位曲面重建示胸腰段右侧弯, T8 水平椎管内见纵行骨性分隔, T7-9 水平脊髓纵裂 (白箭), 脊髓整体形态显示清晰; B. 矢状位曲面重建显示脊柱及脊髓整体形态及骨性分隔 (白箭); C~E. 常规矢状位及冠状位图像显示脊柱和脊髓形态不如曲面重建图像

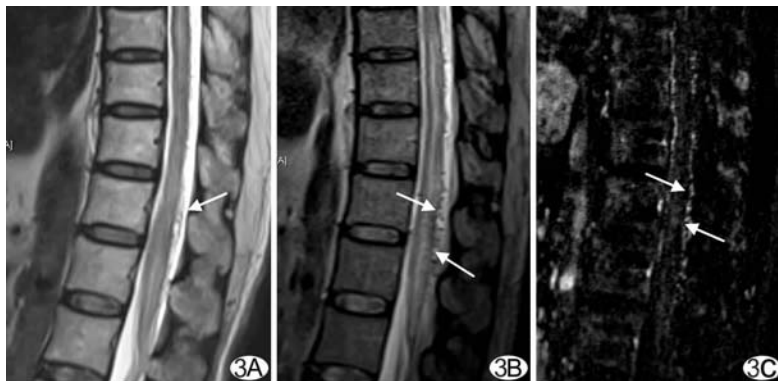


图 3 椎管内血管畸形伴脊髓水肿变性 A. 常规 T2WI 层厚较厚, 畸形血管显示较少且模糊 (白箭); B. SPACE 原始图像畸形血管显示清晰, 且显示的畸形血管更多 (白箭); C. MR 血管造影显示血管畸形

时,除可通过冠状位、矢状位曲面重建显示脊柱、脊髓整体形态和各结构细微形态外,还可按照间盘层面重建椎体或椎间盘对椎管内结构的压迫或黄韧带肥厚钙化对脊髓的压迫情况 (图 6); 脊柱侧弯合并椎管内肿瘤时,可更好地显示肿瘤与周围组织的关系 (图 7)。另外,SPACE 序列能够显示神经根的起源及走行 (图 5),对诊断一些起源于神经根的疾病有潜在的临床价值。

3.2.3 本研究发现,SPACE 序列原始图像有助于观察微细结构及微小病灶。在显示血管畸形时,层厚达到 1 mm,能够清晰显示畸形血管形态及走行,而常规扫描层厚较厚 (本研究为 3 mm),容积效应使周围组织与畸形血管重叠,同时存在一定的脑脊液搏动伪影,影响显示效果。

3.2.4 应用 TIM 技术的 SPACE 序列能够进行大范围扫描,实现不更换线圈扫描,最大 FOV 可达到 500 mm × 500 mm,尤其是对于脊柱旋转侧弯畸形患者,不会遗漏椎体边缘,而常规 T2 TSE 扫描往往需要增加扫描层数才能显示全部椎体,增加了扫描时间。

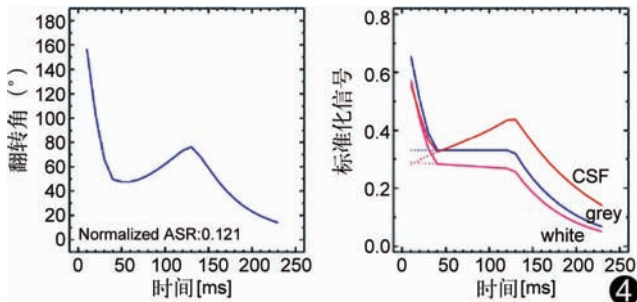


图 4 SPACE 序列的信号演变



图 5 脊柱侧弯畸形 A. 曲面冠状位重建显示脊柱向右侧凸成角, T9 蝴蝶椎(白箭), T8-9 椎体部分融和; B. 节段性中央管扩张(白箭), 其下方为二分脊髓(弯箭); C. 曲面重建矢状位显示整个脊柱全长及节段性中央管扩张(白箭); D. 沿 S1 神经根矢状位曲面重建显示整个神经根走行; E. 沿 S1 神经根冠状位曲面重建显示整个神经根走行(黑箭) **图 6 胸椎向右侧弯旋转畸形并退行性变** A. 冠状位曲面重建显示脊柱向右侧弯; B. 矢状位曲面重建显示整个胸椎及脊髓形态, 并清晰显示多发黄韧带肥厚钙化(白箭) **图 7 胸椎旋转侧弯畸形, T5 椎体水平椎管内髓内表皮样囊肿** A. 常规矢状位 T2 对于脊髓整体形态以及肿瘤(白箭)与脊髓的关系显示较差; B. 曲面重建图像 更好的显示肿瘤(白箭)与脊髓的关系, 并能够显示脊髓的整体形态, 可见肿瘤上方脊髓空洞(弯箭)和二分脊髓(黑箭)

3.2.5 SPACE 序列扫描时间较长, 本组患者扫描时间为 13 min 30 s, 1 例患者不能耐受, 出现较明显的运动伪影, 影响了图像质量。因此在进行这类扫描前, 应告知患者扫描所需的大概时间, 使其处于较为舒适的姿势, 并进行适当固定, 以获得最佳检查效果。

[参考文献]

[1] Schlemmer HP, Schafer J, Pfannenber C, et al. Fast whole-body assessment of metastatic disease using a novel magnetic resonance imaging system: initial experiences. *Invest Radiol*, 2005, 40(2): 64-71.

[2] Spuentrup E, Katoh M, Buecker A, et al. Free-breathing 3D steady-state free precession coronary MR angiography with radial k-space sampling: comparison with cartesian k-space sampling and cartesian gradient-echo coronary MR angiography—pilot study. *Radiology*, 2004, 231(2): 581-586.

[3] Chen JQ, Han XJ, Chen J, et al. High-resolution contrast-enhanced three-dimensional magnetic resonance angiography evaluation of nurturing vessels of meningioma. *Chin J Med Imaging Technol*, 2008, 24(10): 1555-1557.

陈建强, 韩向君, 陈晶, 等. 高分辨率三维增强 MRA 评价脑膜瘤血供. *中国医学影像技术*, 2008, 24(10): 1555-1557.

[4] Yao QY, Xu JR, Li L. Three-dimensional dynamic contrast-enhanced MR angiography in the imaging of portal venous system. *Chin J Med Imaging Technol*, 2005, 21(10): 1531-1533.

姚秋英, 许建荣, 李磊. 三维动态对比增强磁共振血管成像在门静脉系统成像中的应用价值. *中国医学影像技术*, 2005, 21(10): 1531-1533.

[5] Fautz HP, Leupold J, Hennig J, et al. Signal behavior in continuously ramped 2D TrueFISP for whole-body imaging. *Magn Reson Med*, 2002, 48(6): 1085-1090.

[6] Lichy MP, Wietek BM, JP Mugler 3rd, et al. Magnetic resonance imaging of the body trunk using a single-slab, 3-dimensional, T2-weighted turbo-spin-echo sequence with high sampling efficiency (space) for high spatial resolution imaging: initial clinical experiences. *Invest Radiol*, 2005, 40(12): 754-760.

[7] Mugler JP. Variable-flip-angle strategies for T2-weighted 2D TSE: a preliminary theoretical comparison. Siemens Medical Solutions Erlangen, 2002.

[8] Hennig J, Scheffler K. Hyperechoes. *Magn Reson Med*, 2001, 46(1): 6-12.

[9] Mugler JP, Brookeman JR. Ultra-long echo trains for rapid 3D T2-weighted turbo-spin-echo imaging. *Proc ISMRM*, 2003, 11: 970.

[10] Mugler JP, Meyer H, Kiefer B. Practical implementation of optimized tissue-specific prescribed signal evolutions for improved turbo-spin-echo imaging. *Proc ISMRM*, 2003, 11: 203.